

УДК 531/534:[57+61]

ИССЛЕДОВАНИЕ И РЕШЕНИЕ КОНТАКТНОЙ ЗАДАЧИ ПРИ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

*О.А. Саченков, А.В. Мазуренко, Т.А. Зайцева, А.Д. Лустин,
В.И. Митряйкин, Ю.Г. Коноплев*

Аннотация

В работе представлены результаты исследования поведения ацетабулярного компонента, установленного с предварительным натягом в тазобедренный сустав с различной степенью недопокрытия. Приведены результаты экспериментальных исследований и расчетов конечно элементной модели с учетом контактного взаимодействия для различных степеней недопокрытия. Результаты сравнивались с клиническими и экспериментальными исследованиями.

Ключевые слова: биомеханика, тазобедренный сустав, контактное взаимодействие, эксперимент, математическое моделирование, эндопротезирование.

1. Введение

Дегенеративно-дистрофические поражения крупных суставов относятся к числу самых распространенных заболеваний. По данным официальной статистики, среди обратившихся за помощью по поводу болезней костно-мышечной системы в РФ в 2006 году больные деформирующим остеоартрозом составили 21%. При этом в структуре указанной патологии дегенеративно-дистрофические заболевания тазобедренного сустава (ТБС) занимают около 50. Дисплазия ТБС, врожденная деформация, которая характеризуется порочной ориентацией и уменьшением площади соприкасающихся поверхностей компонентов сустава, является первопричиной примерно 76% всех случаев коксартроза. Многие пациенты с диспластическим коксартрозом вынуждены подвергаться тотальному эндопротезированию ТБС до 50-ти летнего возраста. В числе этих больных около 19% клинических случаев приходится на выраженную дисплазию тазобедренного сустава. Во многих литературных источниках указывается, что минимально необходимое покрытие чашки должно составлять не менее 70% площади ее поверхности [1, 2], однако отсутствует однозначное представление о том, при каких величинах недопокрытия необходимо использовать дополнительные фиксирующие элементы - винты и в какой степени опорные трансплантаты увеличивают надежность фиксации. Кроме того, в большинстве случаев достаточно сложно определить какую площадь составляет дефицит покрытия, поскольку предоперационная оценка с использованием рентгеновских шаблонов не обеспечивает необходимой точности - окончательное решение всегда приходится принимать непосредственно во время операции. Задачей настоящего исследования является улучшение результатов эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с тяжелой степенью дисплазии, с этой целью были проведены экспериментальные исследования влияния степени недопокрытия вертлужного компонента на его несущую способность.

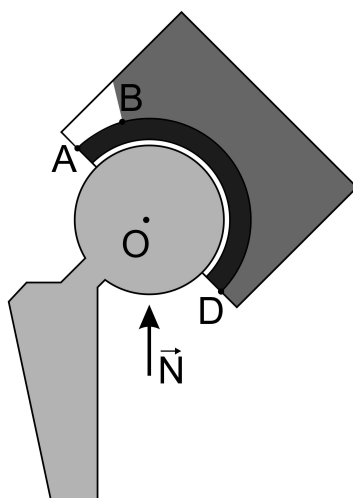


Рис. 1. Схема недопокрытия эндопротеза

2. Экспериментальные исследования

Площадь недопокрытия оценивалась согласно методике, описанной в патенте на изобретение РФ №2412646 от 27.02.2011 "Способ определения степени покрытия вертлужного компонента бесцементной фиксации в процентном соотношении после его имплантации в обработанную вертлужную впадину при первичных и ревизионных операциях эндопротезирования тазобедренного сустава". Эти данные были занесены в таблицу, которая используется для быстрого определения величины недопокрытия на основании двух показателей: диаметра чашки и глубины непокрытой части. Для проведения экспериментов был спроектирован и изготов-

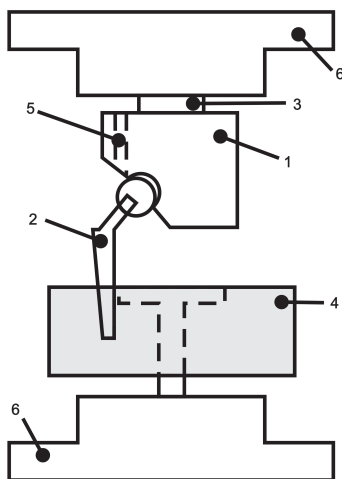


Рис. 2. Схема испытательного стенда

лен испытательный стенд, общий вид испытательного стенда приведен на рис. 2. На

основе предварительных расчетов и анализа, полученных результатов, была спланирована серия экспериментов для определения критических сил, при которых вертлужный компонент теряет несущую способность [3-6]. Испытания проводились на универсальной двухзонной испытательной машине модель УТС 110М-100 напольного исполнения. Для проведения эксперимента была подготовлена оснастка, которая состоит из жесткого стола (4 на рис. 2), позволяющая установку эндопротеза (2 на рис. 2) с регулируемым радиальным перемещением крепления эндопротеза, и стола для крепления модели ТБС (модель ТБС - 1, крепление модели - 3 на рис. 2), в исследовании использовались модели тазобедренных суставов на базе тазовых костей Large Left Hemi Pelvis фирмы Sawbones. Патология вертлужной впадины моделировалась на модели высверливанием дефекта фрезой заданного радиуса. Диапазон дефектов принимался на основе предварительных расчетов, степень недопокрытия рассчитывалась согласно приведенной выше методике. Перед испытанием проводилась установка вертлужного компонента в модель ТБС, и установка эндопротеза, взаимное расположение бедренного и вертлужного компонентов помечались маркером. При испытании нижней опоре с закрепленным имплантатом придается движение, при этом измеряется перемещение траверсы, усилие, прикладываемое для перемещения, и время. При потере несущей способности вертлужного компонента (падение прилагаемого усилия и контроль маркеров взаимного расположения компонентов имплантата относительно таза) эксперимент останавливается. Проводились испытания макетов с установленным эндопротезом, размер вертлужной впадины 54 мм, с посадкой вертлужного компонента диаметром 56 мм. Испытания проводились для моделей, на которых имитировалось 18%, 25%, 33% недопокрытия. На рис. 3 приведены значения критических усилий для проведенных испытаний для различных степеней недопокрытия с подкреплением и без него, а также результаты расчетов плоской модели при тех же параметрах с различными значениями коэффициента трения материалов (см. рис. 3). Испытания для недопокрытия 18% выявили явную стабильность вертлужного компонента (разрушаются испытываемые образцы); испытания для значения недопокрытия 25% - критическим диапазоном значения силы является 1100-1300 Н, если отнести эти значения к имеющимся диаграммам усилия при ходьбе, то в зоне риска оказываются пациенты весом 55-65 кг; испытания для недопокрытия 33% - критическим диапазоном значения силы является 600-950 Н, если отнести эти значения к имеющимся диаграммам усилия при ходьбе, то в зоне риска оказываются пациенты весом 30-55 кг; испытания для недопокрытия 33%, с подкреплением - критическим значением силы является 1050 Н, если отнести эти значения к имеющимся диаграммам усилия при ходьбе, то в зоне риска оказываются пациенты весом 52 кг.

3. Математическое моделирование

Для проведения численных исследований была построена трехмерная модель тазобедренного сустава, а также ацетабулярного компонента. На рис. 4 приведена построенная модель с дисплазией (а) и конечно-элементное разбиение (б). В рамках расчетов учитывалась посадка в натяг ацетабулярного компонента в кость и контактное взаимодействие между ними с учетом трения [7-10]. Для оценки контактного взаимодействия между имплантатом и костью использовался следующий подход [10]. В ходе деформации исследуемой модели происходит движение точки исходной грани относительно целевой грани. В процессе решения через воздействующую точку строится репер: тангенциальные вектора \vec{e}_1 , \vec{e}_2 и нормаль \vec{n} . Пересечение нормали с целевой гранью происходит в целевой точке. При расчетах

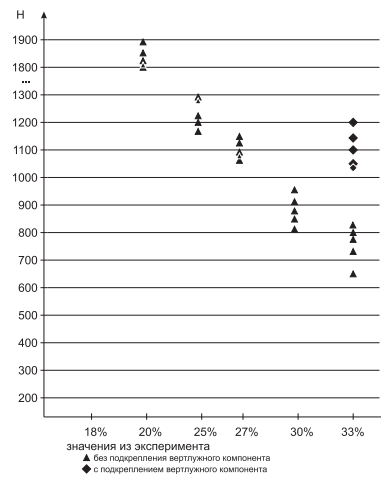


Рис. 3. Результаты экспериментов

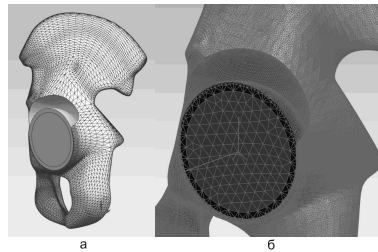


Рис. 4. а: модель сустава с ацетабулярным компонентом, б: конечноэлементное разбиение

предполагается, что проникновение воздействующей точки в целевую грань проходит через целевую точку. Величина проникновения рассчитывается по формуле:

$$p = p_o + (u_H - u_T)n$$

где p_o - начальное проникновение, u_H - перемещение исходной точки, u_T - перемещение целевой точки.

Это выражение определяется через интерполяционные функции для узлов исходной и целевой граней элементов и имеет вид:

$$p = p_o + [q_n] \begin{pmatrix} u_H \\ u_T \end{pmatrix}$$

где $[q_n]$ - матрица-строка, состоящая из произведения интерполяционных функций на нормали, u_H , u_T - узловые перемещения исходной и целевой грани. Аналогично для тангенциального скольжения:

$$\Delta\xi = \xi_0 + [q_t] \begin{pmatrix} u_H \\ u_T \end{pmatrix}$$

Для всех контактных элементов в матричном виде вышеуказанные выражения принимают вид:

$$\begin{aligned} \{p\} &= [Q_n]\{U\} + \{P_0\} \\ \{\Delta\xi\} &= [Q_t]\{U\} + \{\xi_0\} \end{aligned}$$

Контактная жесткость определяется как

$$K = e \cdot E \cdot dA$$

Для учета сил Кулоновского трения:

$$|t_t| - t_n u = 0$$

, где t_t - сила трения u - коэффициент трения при $|t_t| < t_n u$ - поверхности сцеплены при $|t_t| = t_n u$ - скольжение контактирующих поверхностей относительно друг друга

Ацетабулярный компонент моделировался как двухкомпонентный объект, внешняя чашка титановая ($E = 112$ ГПа, $\nu = 0.3$), внутренняя чашка керамическая ($E = 102$ ГПа, $\nu = 0.26$). Характеристики кости $E = 6$ ГПа, $\nu = 0.3$, коэффициент трения между костной тканью и имплантатом 0.95. Диаметр чашки брался на 4 мм больше диаметра вертлужной впадины. К чашке прикладывалась сила, направленная по нормали, проводились расчеты под действием различных сил, на рис. 5 показаны перемещения (а) и контактное давление (б) под действием силы 1000 Н, с недопокрытием 30%. При этом имплантат сместился внутри чашки, то есть потерял несущую способность. Полученные результаты качественно совпадают с экспериментальными (см. рис. 5) и клиническими исследованиями в данной области [1,2,600].

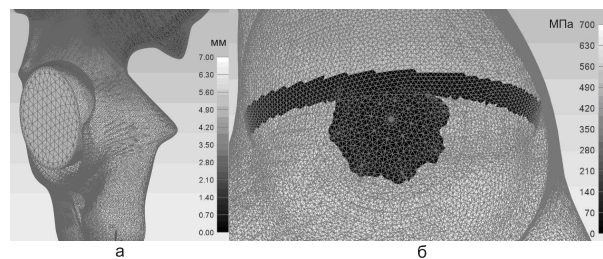


Рис. 5. а: Перемещение чашки (мм), б: контактное давление (МПа)

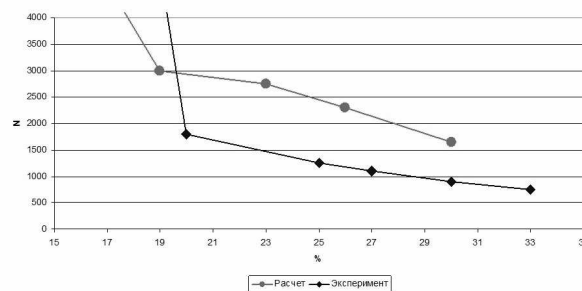


Рис. 6. Результаты экспериментов и расчетов

4. Заключение

В настоящей работе приведены результаты экспериментального исследования несущей способности вертлужного компонента имплантата при дисплазии вертлужной впадины. В работе были рассмотрены модели с искусственными дефектами различной степени недопокрытия, которая оценивалась согласно методике,

описанной в патенте на изобретение РФ №2412646 от 27.02.2011. В результате исследования были определены области недопокрытия, при которых имплантат ведет себя стабильно (до 20%), области, где имплантат рекомендуется подкреплять (до 35%), и области, где необходимо изменение тактики эндопротезирования (свыше 35%). Полученные данные не противоречат клиническим данным и данным, имеющимся в доступной литературе [8–10]. Полученные данные позволяют быть более свободным в выборе хирургической тактики при имплантации вертлужного компонента и более точно судить о степени недопокрытия вертлужного компонента, как об одном из факторов, влияющих на механическую стабильность имплантата.

Работа выполнена за счет средств субсидии, выделенной Казанскому федеральному университету для выполнения государственного задания в сфере научной деятельности. Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ в рамках научных проектов №13-01-97059, №13-01-97058, № 12-01-00955, № 12-01-97026, № 12-01-31212, № 14-01-31291.

Summary

O.A. Sachenkov, A.V. Mazurenko, T.A. Zaytseva, A.D. Lustin, V.I. Mitryaykin, YU.G. Konoplev Analysis and solution of the contact problem with hip arthroplasty. The results of studies of the behavior of the acetabular component installed with preload in the hip joint with varying degrees nedopokrytiya. The results of experimental studies and calculations of the finite element model taking into account the contact interaction for various degrees undercoverage. The results were compared with clinical and experimental studies.

Key words: biomechanics, hip, contact interaction, experiment, mathematical modeling, joint replacement.

Литература

1. *Atilla, B.* Position of the acetabular component determines the fate of femoral head autografts in total hip replacement for acetabular dysplasia // *J. Bone Joint Surg.* 2007; (89) B, N7: 874-878.
2. *Goran Bicanic, Domagoj Delimar, Marko Delimar, Marko Pecina* Influence of the acetabular cup position on hip load during arthroplasty in hip dysplasia // *Int Orthop.* 2009 April; 33(2): 397-402.
3. *Акулич Ю.В., Подгаец Р.М., Скрябин В.Л., Сотин А.В.* Исследование напряженно-деформированного состояния эндопротезированного тазобедренного сустава // *Российский журнал биомеханики* - 2007. - Т. 11, №4 - С. 9-35.
4. *Волокитина, Е.А., Колотыгин Д.А.* Особенности первичной и ревизионной имплантации бесцементного тазового компонента при диспластическом коксартрозе. *Травматология и ортопедия России.* 2009; (3): 119-121.
5. *Закиров Р.Х., Зарипов Р.А., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А.* Диагностика асептического некроза головки бедренной кости с использованием спиральной компьютерной и магнитно-резонансной томографии и применение математического моделирования при планировании операции по эндопротезированию тазобедренного сустава // *Практическая медицина* - Казань., 2012. - С. 63-68.
6. *Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Мазуренко А.В., Митряйкин В.И., Саченков О.А., Кузин А.К., Денисов А.О., Плиев Д.Г., Бояров А.А., Коваленко А.Н.* Экспериментальное обоснование установки ацетабулярного компонента с недопокрытием при эндопротезировании пациентов с тяжелой степенью дисплазии // *Травматология и ортопедия России* №4(70) 2013 С.42-51.

7. *Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А.* Применение математического моделирования при планировании операции по эндопротезированию тазобедренного сустава // Ученые записки казанского университета. серия: физико-математические науки - Казань., 2011. - С. 76-83.
8. *Балафендиева И.С., Бережной Д.В., Секаева Л.Р.* Исследование деформирования элементов транспортных сооружений, взаимодействующих с грунтом сложной физической природы. // Морские интеллектуальные технологии. 2011. № 3. С.81-84.
9. *О.А. Sachenkov, A.V. Mazurenko, V.I. Mitryakin, R.M. Tihilov, Y.G. Konoplev* Experimental study of acetabular dislocation in acetabular dysplasia. Abstracts of International conference of the polish society of biomechanics - Biomechanics 2014. Lodz, September 1-3, 2014. ARSA. - PP.195-196.
10. *Зайцева Т.А., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А.* Математическое моделирование установки ацетабулярного компонента с недопокрытием. Научно-технический вестник Поволжья. 2014. № 4. С. 22-25.

Сведения о каждом из авторов статьи

Саченков Оскар Александрович – к.ф.-м.н., ассистент, ИММ, КФУ;

Мазуренко Андрей Васильевич – заведующий отделением, ФГУ "Федеральный центр травматологии, ортопедии и эндопротезирования";

Зайцева Татьяна Александровна – аспирант, каф. Машиноведения и инженерной графики, КНИТУ-КАИ;

Лустин Алексей Дмитриевич – к.т.н., доцент, каф. Машиноведения и инженерной графики, КНИТУ-КАИ;

Митряйкин Виктор Иванович – д.т.н., профессор, каф. Машиноведения и инженерной графики, КНИТУ-КАИ;

Коноплев Юрий Геннадьевич – д.ф.-м.н., профессор, ИММ, КФУ;

E-mail: 4works@bk.ru